



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY

A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## ROZMĚŘENÍ SIGNÁLŮ EKG S VYUŽITÍM FÁZOROVÉ TRANSFORMACE

DELINEATION OF ECG SIGNALS USING PHASOR TRANSFORM

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Michal Koupil

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

BRNO 2019

Ing. Lucie Maršánová

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Student:** Michal Koupil

**Ročník:** 3

**ID:** 194697

**Akademický rok:** 2018/19

**NÁZEV TÉMATU:**

## Rozměření signálů EKG s využitím fázorové transformace

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s fyziologií srdeční činnosti a jejími projevy v EKG signálu. 2) Nastudujte a popište základní principy a metody používané pro automatické rozměření EKG signálu – detailněji se zaměřte na metodu využívající fázorové transformace. 3) V programovém prostředí Matlab realizujte detekci vlny P a T a komplexu QRS metodou využívající fázorové transformace. Metodu otestujte na QT databázi. 4) Realizujte rozměření komponent EKG signálu – tj. stanovení začátku a konce vlny P a komplexu QRS a konce vlny T s využitím fázorové transformace. Opět proveďte testování úspěšnosti na databázi QT. 5) Dosažené výsledky shrňte, diskutujte a porovnejte s výsledky dosaženými ostatními autory.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Martínez, A. et al. Application of the phasor transform for automatic delineation of single-lead ECG fiducial points: Evaluation on Standard Databases. *Physiological Measurement* 31, 1467-1485 (2010).

[2] Álvarez, R. A. et al. A Comparison of Three QRS Detection Algorithms Over a Public Database: Evaluation on Standard Databases. *Procedia Technology* 9, 1159-1165 (2013).

**Termín zadání:** 4.2.2019

**Termín odevzdání:** 24.5.2019

**Vedoucí práce:** Ing. Lucie Maršánová **Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
předseda oborové rady

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Tato práce se zabývá rozměřením EKG signálů s využitím fázorové transformace. Tato metoda je v rámci automatického rozměřování EKG signálů poměrně nová a praxi zatím není příliš používána. V teoretické části práce je popsán vztah srdeční činnosti k EKG a metody automatického rozměření EKG, teoretického popisu fázorové transformace. V praktické části práce je v prostředí MATLAB realizován program, pro rozměření EKG signálů. Nejprve se práce věnuje detekci poloh vln a kmitů (P, QRS, T) a následně určuje jejich hranice (začátky a konce). V další části je proveden rozbor dosažených výsledků a srovnání s dalšími autory. Testování bylo provedeno na QT signálech z databáze Physionet.

.

## **Klíčová slova**

rozměření signálů EKG, fázorová transformace, EKG křivka, MATLAB, detekce QRS komplexu, detekce P vlny, detekce T vlny

## **Abstract**

This project deals with delineation of ECG signals using phasor transform. This method is rather new in the field of automatic delineation of ECG and it is not widely used in practice yet. In the theoretical part, the relation between heart activity and ECG is described. A phasor transform is also described. In the practical part, a program was implemented in the computing environment of MATLAB. Its purpose is to delineate the signals. At first, it detects waves' peaks, then its beginning and starting points. In the next part, analysis of the results is done, as well as comparison with other authors. The testing was performed on the QT signals from the Physionet database.

## **Keywords**

ECG signal delineation, phasor transform, EKG curve, MATLAB, QRS complex, P wave detection, T wave detection

### **Bibliografická citace:**

Koupil, M. *Rozměření signálů EKG s využitím fázorové transformace*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2019. 45s Vedoucí práce: Ing. Lucie Maršánová

## **Prohlášení**

„Prohlašuji, že svou závěrečnou práci na téma Rozměření signálů EKG s využitím fázorové transformace jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího semestrální práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce. Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne **25. dubna 2019**

.....  
podpis autora

## Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Lucii Maršánové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé semestrální práce.

V Brně dne 25. dubna 2019

.....

podpis autora

# Obsah

1	Úvod.....	1
2	Elektrokardiografie .....	2
2.1	Fyziologie srdeční činnosti a její projevy v EKG signálu .....	2
2.2	Popis EKG signálu.....	3
3	Metody automatického rozměření EKG signálu .....	6
3.1	Využívané metody .....	7
3.2	Metoda fázorové transformace .....	9
3.2.1	Úvod.....	9
3.2.2	Transformace na fázorový signál.....	10
3.2.3	Detekce QRS.....	10
3.2.4	Detekce P a T vlny .....	11
4	Navržený Algoritmus.....	13
4.1	Předzpracování signálu .....	13
4.2	Detekce QRS.....	14
4.2.1	Detekce Q a S vlny .....	17
4.3	Detekce P a T vlny .....	19
4.3.1	Detekce začátku a konce P vlny .....	22
4.3.2	Detekce začátku a konce T vlny.....	23
5	Výsledky .....	25
5.1	Diskuze .....	27
6	Závěr .....	31
	Literatura.....	32
	Seznam příloh .....	34



## Seznam obrázků

Obr. 1 Převodní systém srdeční (převzato z [13]) .....	3
Obr. 2 EKG vlna (převzato z [3]) .....	3
Obr. 3 Schéma vln a intervalů (převzato z [4] a upraveno) .....	7
Obr. 4 Schéma rozměření EKG signálů.....	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Obr. 5 Fázorová transformace a) standartní EKG křivka b) křivka po provedení fázorové transformace a její přiblížení (převzato z [12] a upraveno) .....	11
Obr. 6 Fázorová transformace a její derivace při rozměřování T a P vlny (převzato z [12] a upraveno) .....	12
Obr. 7 Na horním grafu je zobrazen původní signál, na prostředním ten samý signál po aplikaci mediánového filtru, na spodním signál zbavený driftu .....	13
Obr. 8 Na horním grafu je zobrazen předzpracovaný signál před aplikací fázorové transformace, na prostředním po aplikaci a na spodním je zobrazen detail označený v obdélníku na prostředním grafu .....	16
Obr. 9 Ukázka detekce R vlny. Červeně jsou zaznačeny skutečné pozice R vln, modře pozice, které detekoval algoritmus. ....	17
Obr. 10 Postup při detekci Q a S vlny. Na grafech A a B jsou vytyčena okna, ve kterých detekce probíhá. Na grafech C a D je v těchto oknech detekováno minimum, odpovídající těmto vlnám. Na grafech E a F jsou červeně zaznačeny skutečné pozice a modře jsou zaznačeny ty pozice, které detekoval algoritmus.....	19
Obr. 11 Postup při detekci T vlny. V horním grafu je zachyceno okno, ve kterém bude vlna T detekována. V prostředním grafu je detekováno maximum. Na spodním grafu je modře vyznačen detekovaný bod, červeně skutečná pozice T peaku .....	20
Obr. 12 Ukázka chybné detekce. Modře jsou znázorněny domnělé detekce R vln, červeně skutečné. ....	21
Obr. 13 Ukázka detekce začátku a konce P vlny. V grafech A a B jsou vymezena okna, ve kterých bude detekce probíhat. V grafech C a D jsou tato okna v detailu a je na ně aplikována fázorová transformace a první derivace. V grafu C je hledáno maximum, v grafu D minimum. Tyto hodnoty náležejí začátku a konci P vlny. V grafech E a F jsou červeně vyznačeny skutečné pozice začátku a konce a modře pozice, detekované algoritmem.....	22
Obr. 14 Ukázka detekce začátku a konce T vlny. V grafech A a B jsou dána okna, ve kterých bude detekce probíhat. V grafech C a D jsou tato okna v detailu a je na ně aplikována fázorová transformace a první derivace. V grafu C je hledáno maximum, v grafu D minimum. Tyto hodnoty náležejí začátku a konci P vlny. V grafech E a F jsou červeně vyznačeny skutečné pozice začátku a konce T vlny, modře jsou vyznačeny pozice detekované algoritmem. ....	24

Obr. 15 Ukázka signálu sel820, vyznačena skutečná poloha P vlny, která je pro algoritmus nedetekovatelná. ....	28
Obr. 16 Ukázka chybné detekce T vlny. První vyznačená pozice na signálu je skutečná poloha T vlny, druhou pozice chybně algoritmus jako T vlnu označil.....	29

## Seznam tabulek

Tab.1 Úspěšnost detekce pro jednotlivé signály.....	26
Tab.2 Porovnání výsledků .....	30

# 1 ÚVOD

EKG je významným nástrojem při diagnostice srdečních onemocnění, jež jsou v zemích prvního světa hlavní příčinou mortality.

EKG křivka je změna elektrického potenciálu srdečního svalu v čase způsobeného srdeční aktivitou. Na základě jejího vyhodnocení je určeno, zda je srdce v pořádku či nikoliv. Klíčové údaje, které jsou z EKG křivky získány a na jejichž základě je poté stanovována diagnóza, jsou informace o vlnách, intervalech a segmentech, jejich vzájemná vzdálenost, doba trvání a velikost amplitudy.

Tato práce se zabývá jednou z metod, na kterých je založeno automatické rozměření EKG - metodou rozměření EKG s využitím fázorové transformace. Cílem práce je popsat analýzu EKG signálu a vytvořit rozměřovací algoritmus za pomoci této metody.

Účelem tvorby této práce a vytvoření algoritmu, který rozměřuje EKG signály, je usnadnění a urychlení práce kardiologů při získávání informací z těchto záznamů. Poloha detekovaných komponent není vždy při pohledu na záznam EKG zřejmá. Program, určující pozici těchto bodů, tak může být cenným nástrojem.

V teoretické části práce je stručně popsána fyziologie srdeční činnosti a způsob, jakým se srdeční mechanismy projevují na EKG signálu, EKG křivka a její komponenty, některé metody automatického rozměření EKG. Následně jsou popsány stěžejní metody pro automatické rozměření EKG signálu, včetně metody fázorové transformace, kterou se tato práce zabývá.

V praktické části je v programovacím prostředí MATLAB realizován program, jenž má za cíl rozměřit signál a detekovat R,P a T vlnu a později také jejich počáteční a koncové body. Testování probíhá na signálech z QT databáze z knihovny Physionet. V závěru práce jsou shrnuty výsledky měření.

## **2 ELEKTROKARDIOGRAFIE**

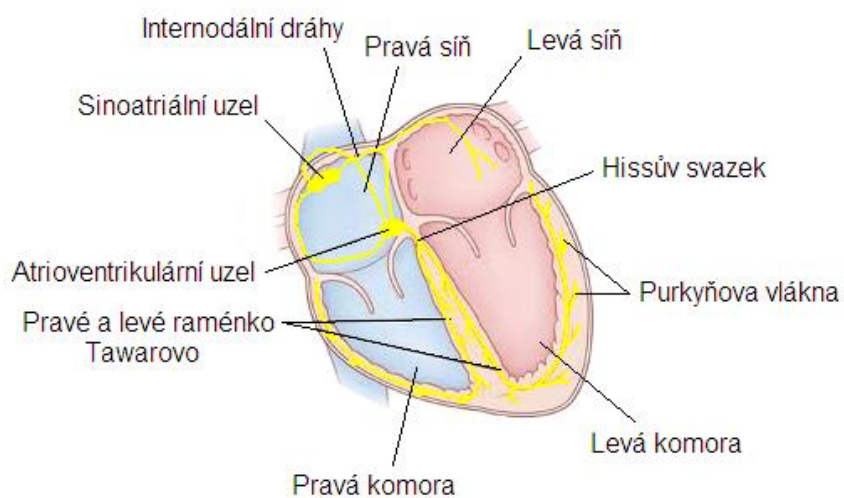
Srdce je orgán zásobující tělo kyslíkem a živinami, což z něj činí nepostradatelnou část organismu. Pumpuje do těla krev v rytmu vyvolaném specializovanými buňkami, při čemž dochází ke kontrakcím. Každou z těchto kontrakcí lze změřit přiložením elektrod na kůži jako elektrickou změnu napětí. Výsledný cyklus takto změřených elektrických změn je reprezentován EKG křivkou, která nese data, podle kterých lze posoudit, zda je aktivita srdce v pořádku či nikoliv.

### **2.1 Fyziologie srdeční činnosti a její projevy v EKG**

Srdce je rozděleno do čtyř oddílů – dvou síní a dvou komor. Jeho práce spadá do dvou fází: systola (kontrakce srdeční svaloviny) a diastola (relaxace). Mechanická aktivita svalových buněk je spuštěna elektrickým impulsem, který odstartuje srdeční cyklus.

Srdeční cyklus začíná v místě specializované tkáně - sinoatriálního (SA) uzlu, který se nachází v pravé síni. Zde se vytvoří vzruch, který se po myokardu dále šíří a vyvolává depolarizaci – elektrickou změnu napětí. Ta se dále šíří síněmi k další specializované oblasti – atrioventrikulárnímu (AV) uzlu, který je vespod pravé síně a slouží jako převodník vzruchu mezi síněmi a komorami.

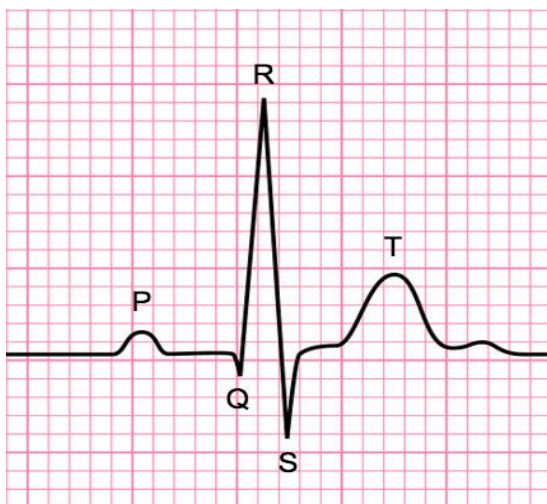
Tento převod se uskutečňuje se zpožděním. Poté postupuje dále specializovanými vlákny – Hisovým svazkem, který se v mezikomorovém septu dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Komorovou svalovinou se vzruch šíří pomocí Purkyňových vláken [1].



**Obr. 1 Převodní systém srdeční (převzato z [2])**

## 2.2 Popis EKG signálu

EKG křivka je změna elektrického potenciálu srdečního svalu v čase. Rozložení jednotlivých komponent na fyziologické EKG křivce můžeme vidět na obrázku. Vzdálenost dvou bodů na EKG křivce se nazývá interval (případně segment) [4], [5].



**Obr. 2 EKG vlna (převzato z[4])**

**Vlna P** značí depolarizaci síní, což fyziologicky odpovídá systole. Pravá síň se obvykle depolarizuje mírně dříve než levá, a to z toho důvodu, že se v pravé síni nachází SA uzel. Amplituda obvykle nepřekračuje hodnotu 0,25 mV a trvá maximálně 110 ms [5]. Přesně stanovit začátek a konec bývá vzhledem k malé velikosti obtížné.

**Komplex QRS** značí depolarizaci komor, což fyziologicky odpovídá systole. První odklon od osy směrem dolů se nazývá vlna Q, výchylka nahoru vlna R a druhý odklon směrem dolů vlna S. Komplex QRS může obsahovat méně i více vln. První výchylka nahoru se nicméně vždy bude nazývat vlna R a odklon směrem dolů, který ji následuje, vlna S. Jeho trvání je 60 – 110 ms a velikost amplitudy dosahuje až 3 mV [5]. Pro svoji mohutnost je ve většině programů pro detekci určen jako první a posléze slouží jako výchozí bod k detekci P a T vlny.

**Vlna T** značí repolarizaci komor, což fyziologicky odpovídá diastole. Po této vlně někdy následuje vlna U, jejíž původ není objasněn. Trvá maximálně 300 ms [1]. Stanovení jejího konce je velmi problematické, neboť do izolinie přechází velmi pozvolna.

Pro kvantitativní popis EKG musíme kromě informací o samotných vlnách znát také vzdálenost mezi nimi, tzv. interval. Úsek, který se vyznačuje absencí elektrického proudu, se nazývá segment. Při určování diagnózy hrají největší roli tyto intervaly a segmenty:

**PQ interval** začíná na začátku P vlny a končí na začátku QRS komplexu. Vyjadřuje čas, za který se vzruch přenesl z SA uzlu na komory. V případě, že je Q vlna nepřítomná, tento interval se označuje jako PR interval. Doba jeho trvání je 120 – 200 ms [5]. Patologické změny značí poruchy v AV části převodního systému.

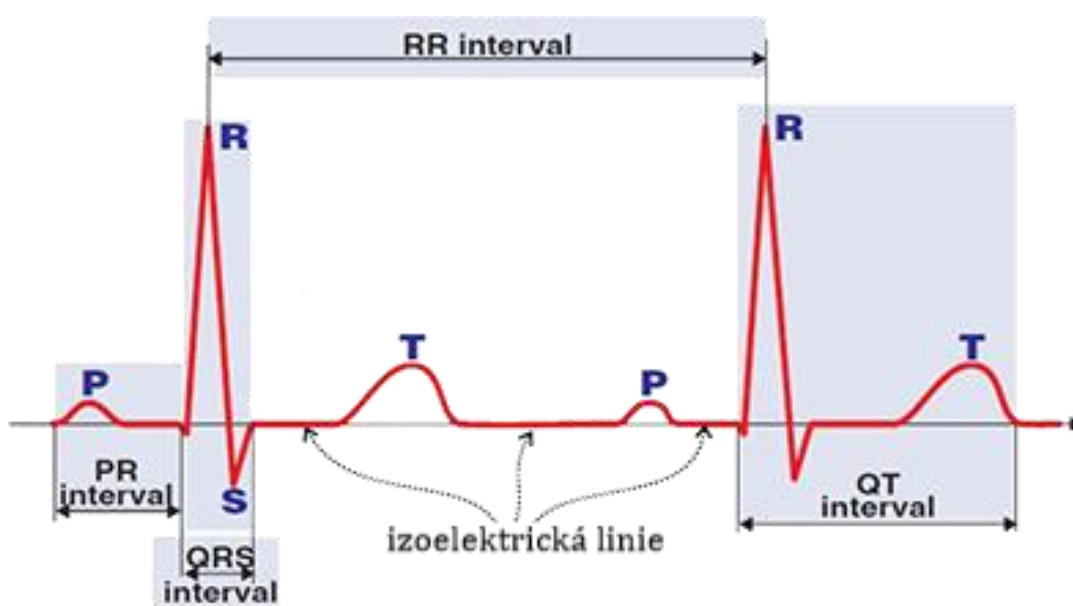
**RR interval** je vzdálenost mezi dvěma sousedícími R vlnami. Vyjadřuje dobu trvání jednoho komorového cyklu. Používá se na výpočet srdeční frekvence.

**QT interval** je vzdálenost od začátku R vlny po konec T vlny. Vyjadřuje dobu trvání akčního potenciálu komor. Má délku 350 – 440 ms [5]. Se srdeční frekvencí se mění.

S nižšími frekvencemi se interval prodlužuje. Při větším prodloužení hrozí komorové arytmie.

**ST segment** je vzdálenost mezi koncem R vlny a začátkem T vlny. Neprobíhají zde žádné elektrické změny, proto tento úsek leží v isoelektrické rovině. Jakákoliv odchylka je vždy patologická. Délka segmentu je 50 – 150 ms [5].

Na obrázku je znázorněno rozměření intervalů a segmentů na EKG zdravého jedince.



Obr. 3 Schéma vln a intervalů (převzato z [5] a upraveno)



### 3 METODY ROZMĚŘENÍ EKG SIGNÁLU

Proces automatického rozměření EKG se skládá ze dvou fází. První z nich je předzpracování. Signál je nutné vhodným způsobem upravit, což zahrnuje odstranění artefaktů jako je síťový brum, kolísání nulové izolinie či impulsní šum [6].

Po těchto úpravách ze signálu získáváme pozice jednotlivých komponent a dále s nimi pracujeme. Jedná se o vlny P, R a T a jejich počátky a konce. Podle vzájemných vzdáleností těchto komponent zjišťujeme informace o stavu pacienta (podrobněji v kap. 2).

#### **Detekce QRS komplexu**

QRS komplex, jinak také podle své nejvýraznější komponenty nazýván R vlna. Právě díky své amplitudě, která obvykle výrazně převyšuje ostatní komponenty, je většinou algoritmů detekován jako první a posléze slouží jako výchozí bod pro detekci dalších komponent. Jestliže je tedy detekce R vlny chybná, budou s nejvyšší pravděpodobností chybné i následující detekce zbylých komponent.

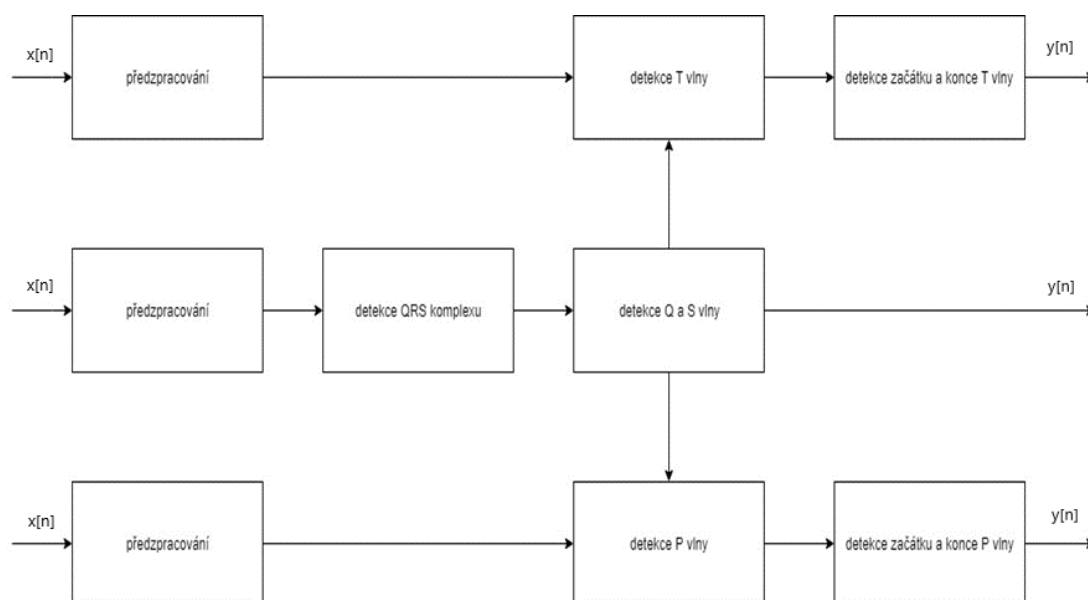
Detektory QRS komplexů pracují ve dvou fázích. V první fázi dochází k předzpracování signálu, čímž jsou odstraněny rušivé elementy. Frekvenční rozsah QRS komplexu je fyziologicky 10 – 25 Hz [6], je tedy vhodné signál filtrovat pásmovou propustí, čímž docílíme potlačení všech artefaktů a jiných komponent kromě QRS komplexu. V druhé fázi dochází k samotné detekci pozic. Je stanoven práh. Pokud signál daný práh překročí, je QRS komplex detekován. Na detekované hodnoty je poté uplatněno rozhodovací pravidlo, kvůli možnému výskytu falešně pozitivních detekcí.

Detekce P a T vlny, může být na rozdíl od detekce QRS komplexu problematická. P vlna je obecně málo výrazná, při nedostatečném zpracování může být nerozpoznatelná. Problematická je též detekce konce T vlny, neboť se nachází v místě návratu do izolinie a může být spojena s U vlnou [5].

## Rozměření EKG signálu

Po detekci QRS komplexu je tedy dalším postupem nalezení pozic P a T vln. Před a za QRS komplexem jsou stanoveny okna, ve kterých bude vlna P resp. T hledána. K detekci P resp. T vlny v okně je využíváno různých metod například hledání maxima [10] nebo průchod nulou [12].

Posledním krokem je určení počátků a konců jednotlivých komponent. Tyto pozice jsou hledány před a za vlnou, ke které náleží [10]. Některé algoritmy [10] využívají pro detekci P a T vln jako výchozí bod, od kterého je stanoveno detekční okno, začátek a konec QRS komplexu (Q vlnu a S vlnu). Na obrázku 4 je zobrazeno obecné schéma rozměření EKG signálů.



Obr. 4 Schéma rozměření EKG signálů

### 3.1 Používané metody

V následující kapitole jsou stručně popsány dvě z metod, využívaných pro rozměření EKG signálu.

## Rozměření EKG založené na vlnkové transformaci

Tato metoda rozměření EKG signálu, je založena na korelaci signálu funkcí pro daný signál vhodného tvaru – „vlnkou“. Měřítka (parametr ,a‘ v rovnici) jednotlivých vlnek reprezentují frekvenční rozsah, ve kterém by se část signálu, kterou chceme detekovat, měla nacházet [9]. Zvolením vhodného měřítka je tak signál možné zbavit artefaktů a šumu.

Matematicky lze vlnkovou transformaci vyjádřit rovnicí:

$$X(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{(a,b)}^*(t) dt \quad (1)$$

Jedná se o korelační integrál, kde  $x(t)$  je vstupní signál a  $\psi$  je mateřská vlnka – tedy vlnka, se kterou je vstupní signál korelován. Parametr ,b‘ značí posun mateřské vlnky v čase (translace). Zvláštním případem je dyadická vlnková transformace, která využívá parametr dilatace  $a = 2$ . Její rozklad je realizován v mocninách toho čísla, typicky  $2^1, 2^2 \dots 2^5$  [14].

Algoritmus založen na metodě vlnkové transformace byl popsán v [7]. V této práci bylo využito metody dyadické vlnkové transformace. Detekce QRS komplexu po korelaci s vlnkou o vhodně zvolené frekvenci byla provedena při průchodech nulou mezi maximem a minimem v měřítku  $2^1$ .

Q vlny byly detekovány jako první hodnota mezi maximy, ze kterých byl detekován QRS komplex. S vlny analogicky jako poslední hodnota. T a P vlny byly detekovány za použití měřítka  $2^4$  jako průchod nulou mezi maximem a minimem [5]. Podobně funguje i algoritmus popsán v [14].

Mezi hlavní výhody vlnkové transformace patří vysoké frekvenční a časové rozlišení, rychlý výpočet a flexibilita. V porovnání s Fourierovou transformací, kde korelace signálu probíhá vždy se siny a kosiny, u vlnkové transformace mohou vstupy korelovat s jednou z mnoha vlnek, která je pro daný signál vhodnější, čímž je dosaženo přesnějšího výsledku [15].

## **Rozměření EKG založené na metodě podle Laguna, Jané a Caminal**

Jedna z dalších využívaných metod je metoda podle Laguna, Jané a Caminal z roku 1994[8]

Předzpracování signálu je realizováno pásmovou propustí a umocnění signálu na druhou za účelem zvýraznění QRS komplexu. Detekce QRS komplexu probíhá standartně nastavením určitého prahu a hledáním hodnot, které práh překračují. Jsou zde použita dvě rozhodovací pravidla. První z nich říká, že detekovaný QRS komplex by měl mít sklon v rozsahu  $\pm 30\%$  od předchozích [8]. Poté je uplatněno vícesvodové rozhodovací pravidlo.

Vzorky získané z jednotlivého svodu jsou porovnány se vzorky z ostatních svodů. Detekce je uznána jako správná pouze v tom případě, že se pozice liší o maximálně 90 ms [8]. Detekce Q a S vln jsou založeny na průchodu nulou, stejně jako detekce P a T vln, u kterých je opět aplikováno rozhodovací pravidlo sklonu, podobně jako u detekce QRS komplexu.

## **3.2 Metoda fázorové transformace**

Podrobněji zde bude popsána metoda fázorové transformace, neboť tato metoda je hlavním podkladem pro tuto bakalářskou práci [10].

### **3.2.1 Úvod**

Tato poměrně nová metoda rozměření EKG je založena na převedení každého jednotlivého vzorku EKG do fázoru – komplexního čísla popisujícího závislost amplitudy a fáze. Nejprve jsou detekovány R vlny a počáteční a koncové body QRS komplexu. Tyto detekované body jsou posléze vzaty jako referenční body pro detekci a rozměření P a T vlny.

### 3.2.2 Transformace na fázorový signál

Daný EKG signál je zpracován pomocí fázorové transformace, což je nástroj, reprezentující sinusovou funkci v oblasti komplexních čísel. Toto komplexní číslo – fázor – nese informaci o signálu.

Vzorek signálu lze vyjádřit rovnicí:

$$x[n] = A \cos(\omega n + \phi) \quad (2)$$

A značí amplitudu a  $\phi$  značí fázi, ve které se sinusoida právě nachází. Fázorovou transformaci PT signálu vytváří rotující fázor v komplexní rovině:

$$PT\{x[n]\} = Ae^{j\phi} = A \cos(\phi) + jA \sin(\phi) \quad (3)$$

A značí délku fázoru,  $\phi$  počáteční fázi a  $\omega$  úhlovou rychlost. Fázorová transformace takto konvertuje do fázoru každý vzorek signálu. Reálná část fázoru je hodnota  $R_v$  a jako jeho imaginární hodnota je uvažována původní hodnota signálu. Fázor  $y[n]$  je definován:

$$y[n] = R_v + jx[n] \quad (4)$$

Velikost  $M(n)$  a fáze  $\phi[n]$  jsou vypočítány:

$$M[n] = \sqrt{R_v^2 + x[n]^2} \quad (5)$$

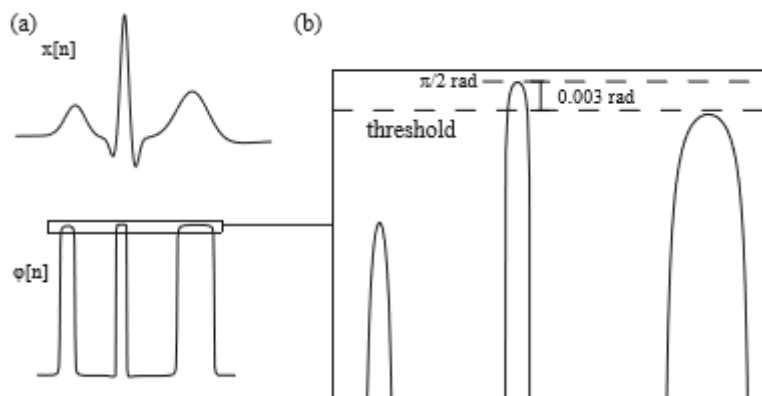
$$\phi[n] = \tan^{-1} \left( \frac{x[n]}{R_v} \right) \quad (6)$$

Reálná konstanta  $R_v$  určuje stupeň, kterým je signál zvýrazněn. Pro každou z komponent byla zjišťována experimentálně [10].

### 3.2.3 Detekce QRS

Při detekování QRS komplexů je fázorová transformace aplikována přímo na předzpracovaný EKG signál, přičemž  $R_v = 0.001$ . Fázorová transformace výrazně zdůrazní QRS komplex a vlny P a T. Největší změny fáze jsou však zaznamenány u QRS

komplexu. Práh pro detekci QRS komplexu je určen 0.003 radiánů pod maximální fází ( $\pi/2$ ). Maximum ze segmentu prvků, které tento práh překročily, je definováno jako QRS komplex.



**Obr. 5** Fázorová transformace a) standartní EKG křivka b) křivka po provedení fázorové transformace a její přiblížení (převzato z [10] a upraveno)

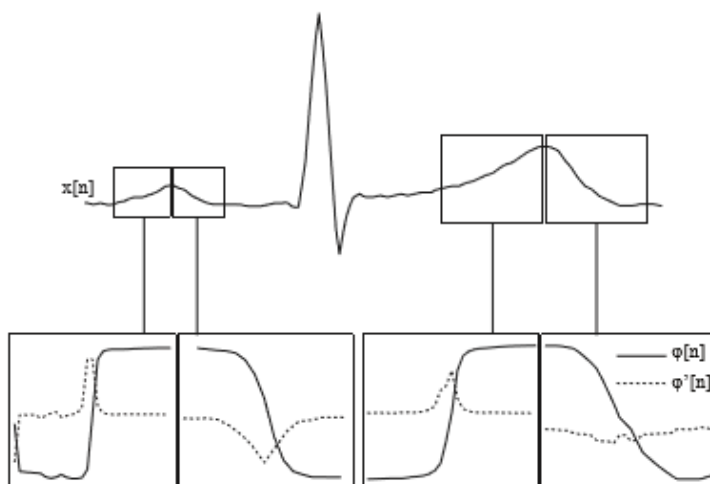
Pro přesnou detekci vln Q a S se nejprve hledají body QRS- a QRS+, tj. body před a za R vlnou. Tyto body jsou definovány jako místa, kde hodnota aktuální fáze klesne pod  $\frac{1}{4}$  maximální fáze ( $\pi/2$ ). Před bodem QRS- je vytvořeno okno o délce 35 ms. Od tohoto okna je posléze odečten medián a znovu aplikována fázorová transformace s  $R_v = 0.005$ . Minimální hodnota funkce  $\phi[n]$  je označena jako vlna Q. Postup při hledání vlny S je analogický.

### 3.2.4 Detekce P a T vlny

Vlnu P budeme detekovat v okně, které je adaptováno pro každý úder samostatně. Délka tohoto okna je vždy čtvrtina vzdálenosti mezi R vlnou aktuálního a předchozího QRS komplexu, přičemž okno začíná na vlně Q. Po odečtení mediánu segmentu od jednotlivých hodnot a aplikaci fázorové transformace s  $R_v = 0.003$  je nalezeno lokální maximum  $\phi[n]$ , které odpovídá P vlně.

K detekci konce a začátku P vlny slouží P vlna jako referenční bod, od kterého jsou na obě strany vytvořena okna o velikosti 15ms. Z oken je odstraněn medián, poté je provedena fázorová transformace s  $R_v = 0.005$  a na  $\phi[n]$  je aplikována derivace prvního řádu. V prvním okně, od P vlny po začátek okna, je jako začátek P vlny v  $\phi'[n]$  označeno maximum. V druhém okně, od P vlny po konec okna, je jako konec P vlny v  $\phi'[n]$  označeno minimum.

Detekce a rozměření T vlny probíhá analogicky. Liší se pouze v modifikaci oken pro detekci začátku a konce T vlny. V tomto případě jsou délky oken rovny 25ms a fázorová transformace je provedena s  $R_v = 0.1$ . Je to proto, že vlna T je obecně delší a mohutnější než vlna P.



**Obr. 6** Fázorová transformace a její derivace při rozměřování T a P vlny (převzato z [10] a upraveno)

## 4 NAVRŽENÝ ALGORITMUS

Navržený algoritmus má za úkol detekovat vrchol QRS komplexu, čili R vlnu.

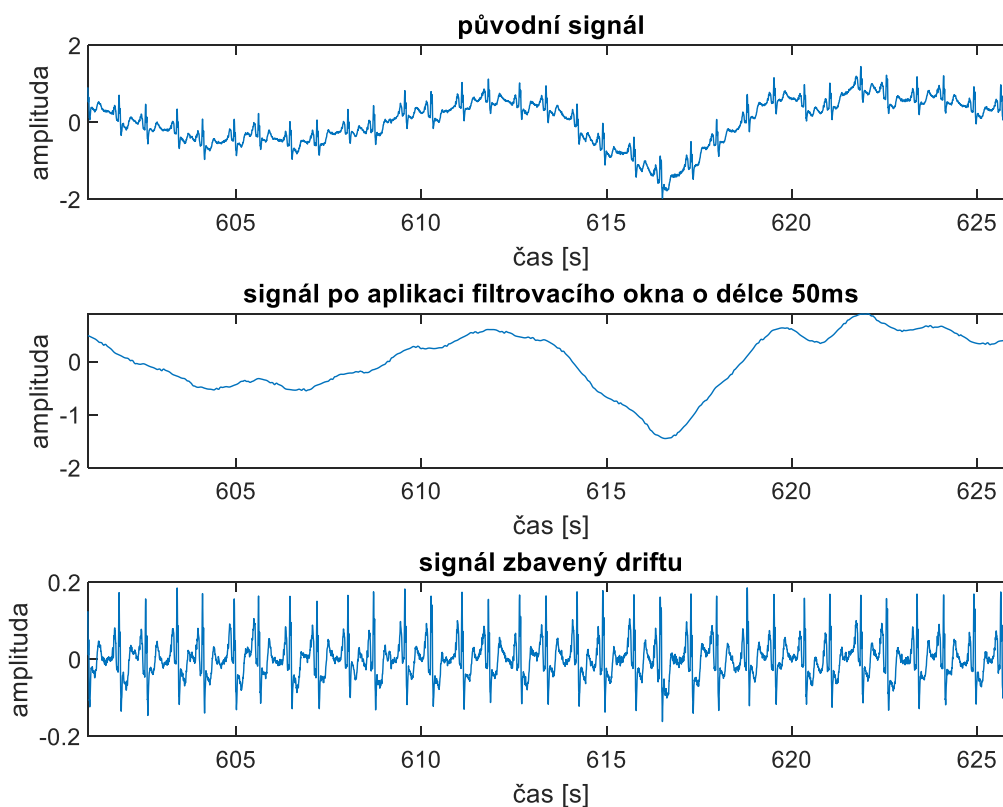
Po detekci R vlny je pozice této komponenty brána jako výchozí bod pro detekci P a T vlny, které jsou definovány v následujícím kroku. Pozice těchto vln jsou posléze využity jako výchozí body pro jejich rozměření, tedy určení počátečních a koncových bodů. Tento algoritmus vychází z metody fázorové transformace [10]. V následující kapitole je popsán postup při tvorbě algoritmu a porovnání detekovaných hodnot se skutečnými hodnotami.

### 4.1 Předzpracování signálu

Jako první je na každý signál aplikována mediánová filtrace. Délka filtrovacího okna byla stanovena na 50ms. Při kratší délce filtrovacího okna by křivka nebyla dostatečně hladká a filtrace by tak byla nevyhovující. Při větší délce by zase křivka byla příliš hladká a mohlo by tak dojít k tomu, že by komponenty přestaly být detekovatelné. Okno o délce 50ms danou křivku vyhladí a poté je odečtena od původního signálu. Signál je tak zbaven driftu nulové izoliny a komponenty, které budou detekovány, zůstávají čitelné.

Tento postup je znázorněn na obrázku 7. Na horním grafu je zachycen původní předzpracovaný signál. Na prostředním grafu je signál po mediánové filtraci. Na spodním grafu je znázorněn původní signál po odečtení křivky, která vznikla mediánovou filtrací. S tímto signálem bude algoritmus dále pracovat.



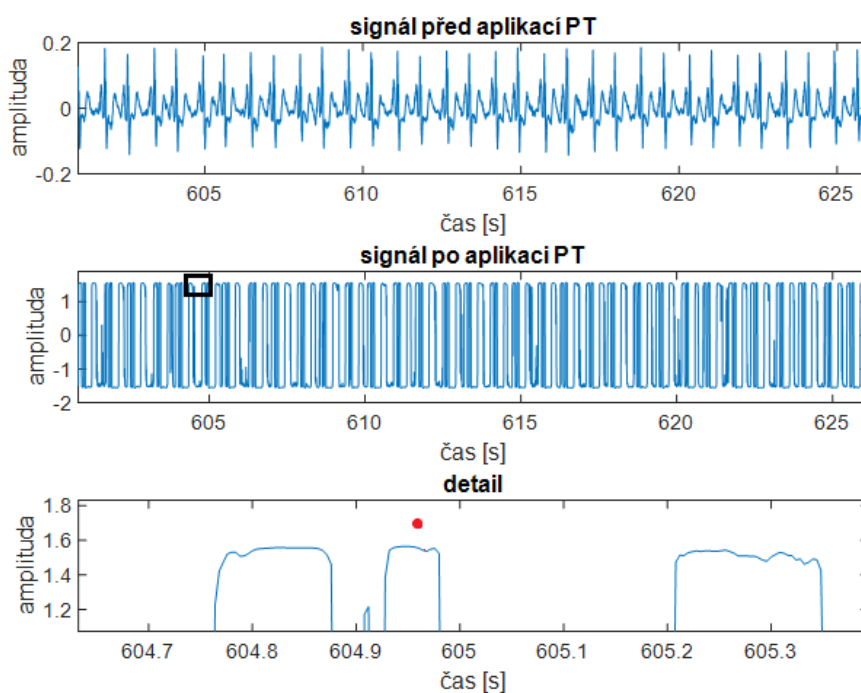


**Obr. 7 Ukázka EKG signálu sel39 z druhého svodu. Na horním grafu je zobrazen původní signál, na prostředním ten samý signál po aplikaci mediánového filtru, na spodním signál zbavený driftu**

## 4.2 Detekce QRS komplexu

Při detekci QRS komplexu neboli R vlny, je jako první na signál aplikována fázorová transformace, čímž jsou získány hodnoty fázoru. Je toho dosaženo aplikací rovnice (6) na celý signál. Tato rovnice obsahuje konstantu  $R_v$ . Fázor je komplexní číslo (podle rovnice (4)) a konstanta  $R_v$  reprezentuje jeho reálnou část. V praxi tato hodnota určuje úroveň, s jakou jsou vlny zvýrazněny, s tím, že čím více se hodnota  $R_v$  blíží 1, tím méně jsou vlny zvýrazněny. Pokud by se  $R_v$  rovnalo 1, výsledný signál by byl shodný s tím, na který byla fázorová transformace aplikována. Pro detekci jednotlivých komponent, byly hodnoty  $R_v$  v práci [10] experimentálně stanoveny. Tyto hodnoty byly použity i v této práci. Pro

komplex QRS byla tato hodnota určena  $R_v = 0,001$ . Tato hodnota se jeví jako ideální. Spolu s R vlnami jsou takto sice zvýrazněny i další výrazné vlny, R vlny však zvýrazní nejvíce. Proto byla použita tato hodnota  $R_v$ . Po zvýraznění signálu fázorovou transformací je R vlna získána metodou prahování. Tento postup je znázorněn na obrázku 8. Na horním grafu je zachycen předzpracovaný signál před aplikací fázorové transformace. Na prostředním grafu je signál po fázorové transformaci. Detail, který je zachycen v obdélníku na prostředním grafu, je přiblížen a zobrazen na spodním grafu. Útvar pod červenou tečkou je fázorem zvýrazněná R vlna.



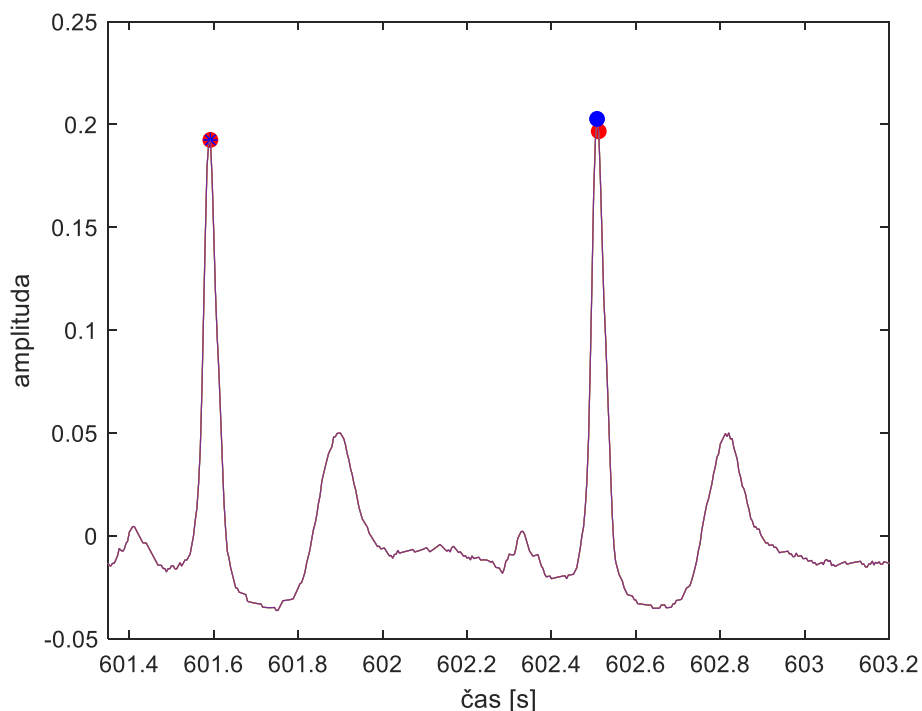
**Obr. 8** Na horním grafu je zobrazen předzpracovaný signál před aplikací fázorové transformace, na prostředním po aplikaci a na spodním je zobrazen detail označený v obdélníku na prostředním grafu

Amplituda toho útvaru je jen nepatrně vyšší než u v detailu zachycených sousedících komponentech. Tento rozdíl je však pro úspěšnou detekci R vlny dostačující. Od

maximální hodnoty fázoru v daném signálu, která odpovídá přibližně  $\pi/2$  radiánů (u každého signálu se o několik tisícín liší, např. u signálu sel30 je maximální hodnota fázoru 1,5660 radiánů, u signálu sel301 je tato hodnota 1,5675 radiánů), je odečteno 0,003 radiánů. Na této hodnotě je stanoven práh. V místech výskytu R vlny určitý segment hodnot signálu tento práh překročí. Střední hodnota tohoto segmentu je algoritmem detekována jako R vlna.

Je také dáno rozhodovací pravidlo, podle kterého je R vlna, která by měla od předchozí R vlny menší vzdálenost než 400 ms, označena jako falešně pozitivní. Klidový tep je 60 - 80 úderů za minutu, tedy úder každých cca 750 – 850 ms, s čímž výskyt R vln koresponduje. Pokud by tedy byla vzdálenost mezi R vlnami výrazně kratší, je daná R vlna detekována nesprávně.

Na obrázku 9 je zobrazena ukázka detekce R vlny na signálu sel30. Červeně jsou zobrazeny skutečné pozice, modře pozice, které byly detekovány algoritmem. U první zachycené R vlny je detekce úplně přesná, u druhé se liší o 4 ms, což je v toleranci podle [18].



**Obr. 9 Ukázka detekce R vlny. Červeně jsou zaznačeny skutečné pozice R vln, modře pozice, které detekoval algoritmus.**

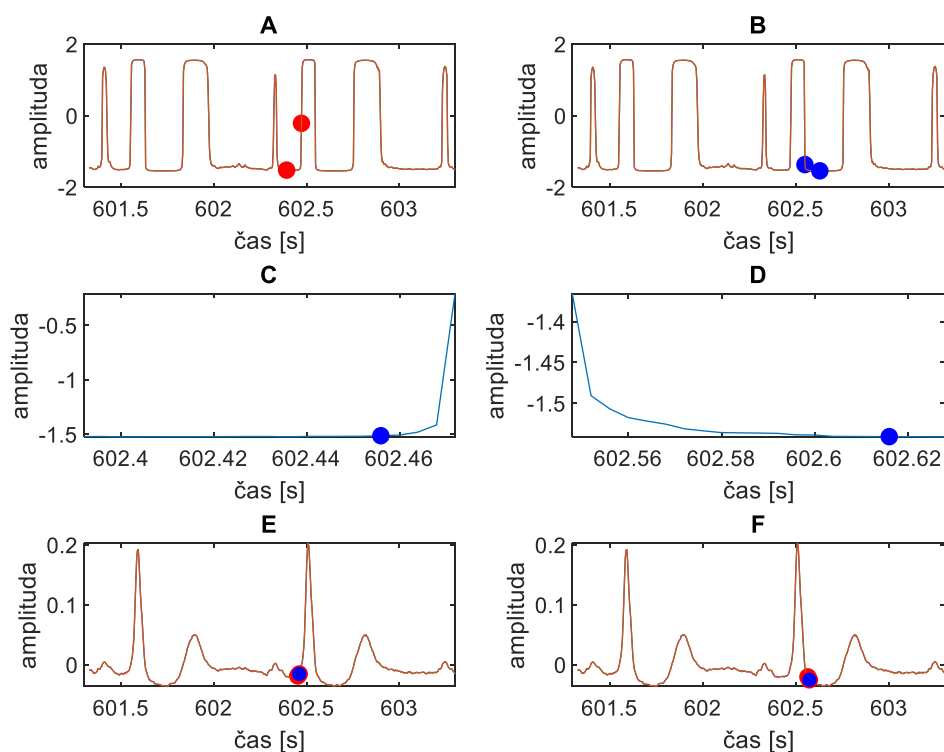
### 4.2.1 Detekce Q a S vlny

Po stanovení pozic R vln je algoritmem zjišťována poloha Q a S vln. Jedná se o komponenty nacházející se v okolí R vlny. Pro jejich správnou detekci je klíčové znát pozici této vlny.

Před detekcí Q a S vln jsou nejprve dány body -QRS a +QRS. Bod -QRS je určen jako první fázor před R vlnou, který je menší než  $\frac{1}{4}$  maximálního fázoru daného signálu. Od tohoto bodu je dáno okno o velikosti 65 ms, ve kterém je Q vlna hledána. Bod +QRS je určen jako první fázor za R vlnou menší než  $\frac{1}{4}$  maximálního fázoru. Od tohoto bodu je rovněž dáno 65 ms dlouhé okno. V tomto okně je hledána S vlna. Celý QRS komplex, tedy vzdálenost od počátku Q vlny po konec S vlny, trvá maximálně 100 ms [5]. Délky

oken 65ms jsou tedy vyhovující. Pokud by detekční okna byla kratší, mohla by jejich hranice skončit před pozicí Q vlny respektive S vlny. V těchto oknech byla z důvodu potlačení případného driftu provedena 1D mediánová filtrace. Hodnoty signálu v tomto okně byly, před aplikací fázorové transformace, převedeny na absolutní hodnotu. Je to z toho důvodu, že fázorová transformace zvýrazňuje kladné hodnoty směrem k  $\pi/2$  a záporné na opačnou stranu, tedy směrem k  $-\pi/2$ . Převedením na absolutní hodnotu se tak vyhneme možnosti zvýraznění Q respektive S vlny do záporu v případě, že by jejich hodnoty byly záporné, a následnému zkreslení výsledků. Konstanta  $R_v$  při aplikaci fázorové transformace je v tomto případě 0,005.

Tento postup je znázorněn na obrázku 10. Na grafech A a B jsou dvěma body dána okna, ve kterých budou detekce probíhat. Na grafech C a D jsou tato okna v detailu. V těchto oknech jsou hledána minima, která odpovídají Q a S vlně. Na grafech E a F jsou modrou značkou vyznačeny tyto detekované pozice, červenou značkou jsou vyznačeny skutečné pozice Q a S vlny. Detekované body se v obou případech liší o 8 ms, což je v toleranci podle [18].



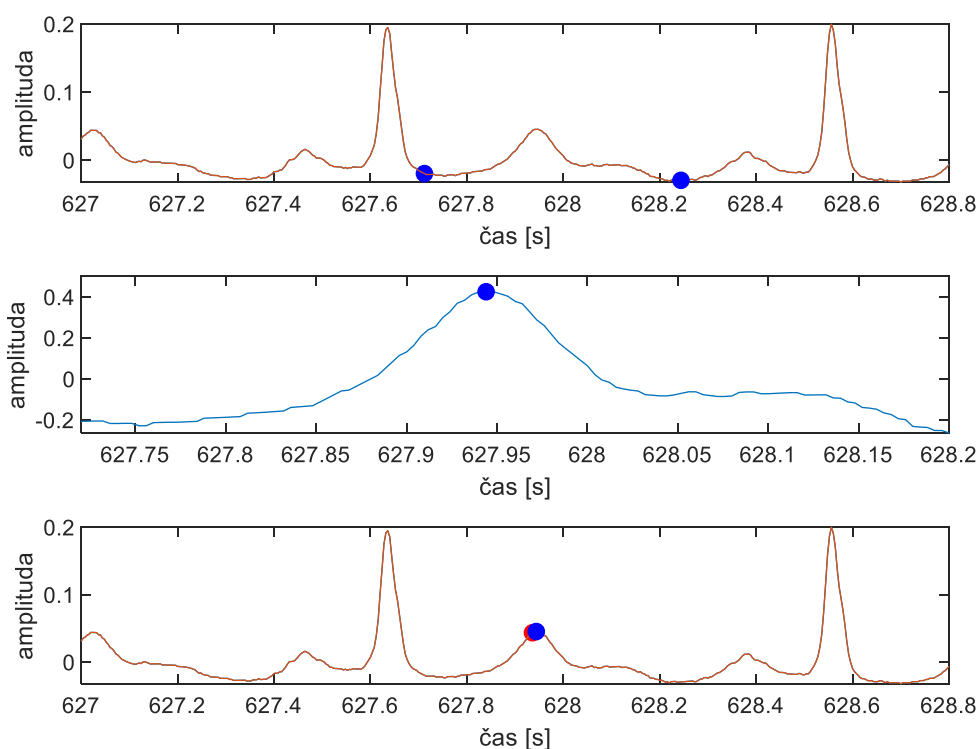
**Obr. 10** Postup při detekci Q a S vlny. Na grafech A a B jsou vytyčena okna, ve kterých detekce probíhá. Na grafech C a D je v těchto oknech detekováno minimum, odpovídající těmto vlnám. Na grafech E a F jsou červeně zaznačeny skutečné pozice a modře jsou zaznačeny ty pozice, které detekoval algoritmus.

### 4.3 Detekce P a T vlny

Způsob detekce P a T vlny je mírně pozměněn od způsobu popsaného v kapitole 3, kde se tyto vlny hledaly v oknech definovaných od aktuální Q vlny a S vlny [10]. Tento algoritmus místo toho udává pevný bod, od kterého jsou okna stanovena.

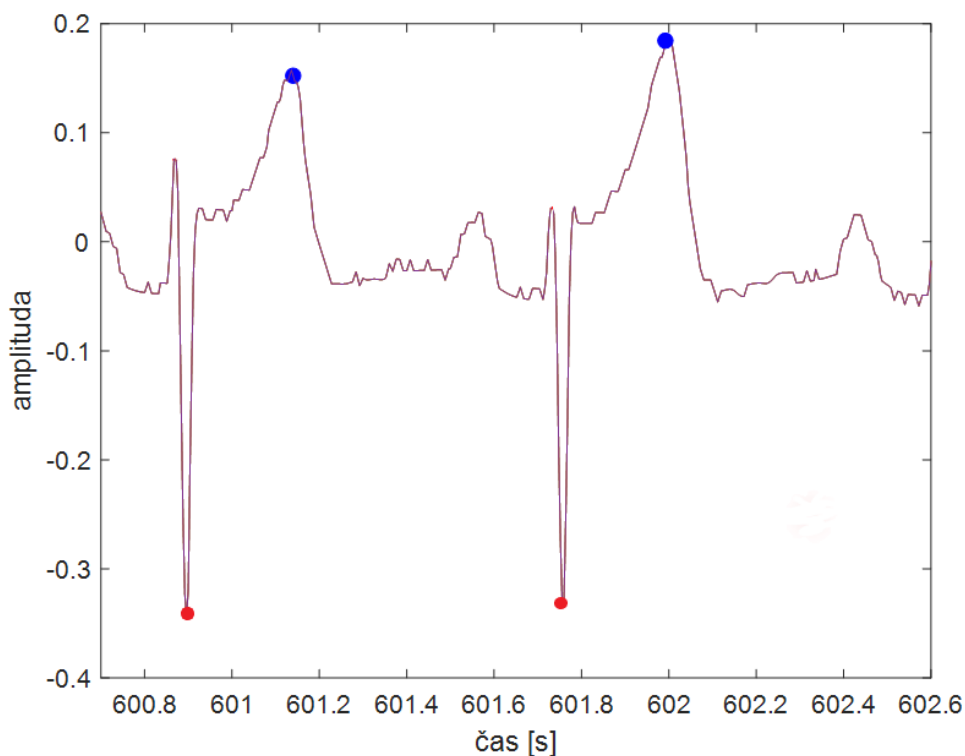
Tato vzdálenost byla experimentálně určena jako 80ms od aktuální R vlny a je dostatečně velká na to, aby nedocházelo k interferencím s aktuální R vlnou. Velikost okna byla nastavena jako polovina vzdálenosti od aktuální R vlny k předchozí (u detekce P vlny) či následující (u detekce T vlny) R vlně. Takto zvolené okno pokryje celou vlnu. Pokud by bylo toto okno delší, mohlo by svým rozsahem zasahovat do další komponenty a tato skutečnost by mohla vést k nesprávným detekcím. Po určení hranic okna je na signál

aplikována fázorová transformace, čímž dojde ke zvýraznění hledané komponenty. Konstanta  $R_v$  je u detekce P vlny stanovena na 0.003. Vlna T má obecně větší amplitudu, její zvýraznění proto nemusí dosahovat tak vysoké úrovně a konstanta  $R_v$  je stanovena na 0.1. Maximální hodnota fáze v daném okně odpovídá P vlně, respektive T vlně. Na obrázku je zobrazeno okno, ve kterém je detekována T vlna. Okno je definováno od aktuální R vlny + 80ms po polovinu vzdálenosti mezi aktuální a předchozí R vlnou. Na tento úsek je aplikována fázorová transformace, vlna T odpovídá maximu. Postup je zachycen na obrázku 11, ukázka je ze záznamu sel30. Na prvním grafu v obrázku je vyznačeno okno, ve kterém je detekována T vlna. Na prostředním grafu je na tuto část aplikována fázorová transformace a detekováno maximum. Na posledním grafu je červeně zaznamenána skutečná pozice T vlny a modře pozice, kterou detekoval navržený algoritmus. Liší se o 4 ms, což je v toleranci podle [18].



**Obr. 11** Postup při detekci T vlny. V horním grafu je zachyceno okno, ve kterém bude vlna T detekována. V prostředním grafu je detekováno maximum. Na spodním grafu je modře vyznačen detekovaný bod, červeně skutečná pozice T peaku.

U části signálů je R vlna záporná. Algoritmus tak označí za R vlnu nejvýraznější komponentu signálu – T vlnu. Tento jev je znázorněn na obrázku 12. Červeně jsou označeny skutečné pozice R vln a modře pozice, které za R vlny označil algoritmus. Tyto body ale ve skutečnosti náležejí T vlnám. Algoritmus v tomto případě pracuje s vlnou T a považuje ji za vlnu R, čímž dojde k tomu, že vlnu P označí za vlnu T, neboť je to první výrazná komponenta po R vlně.



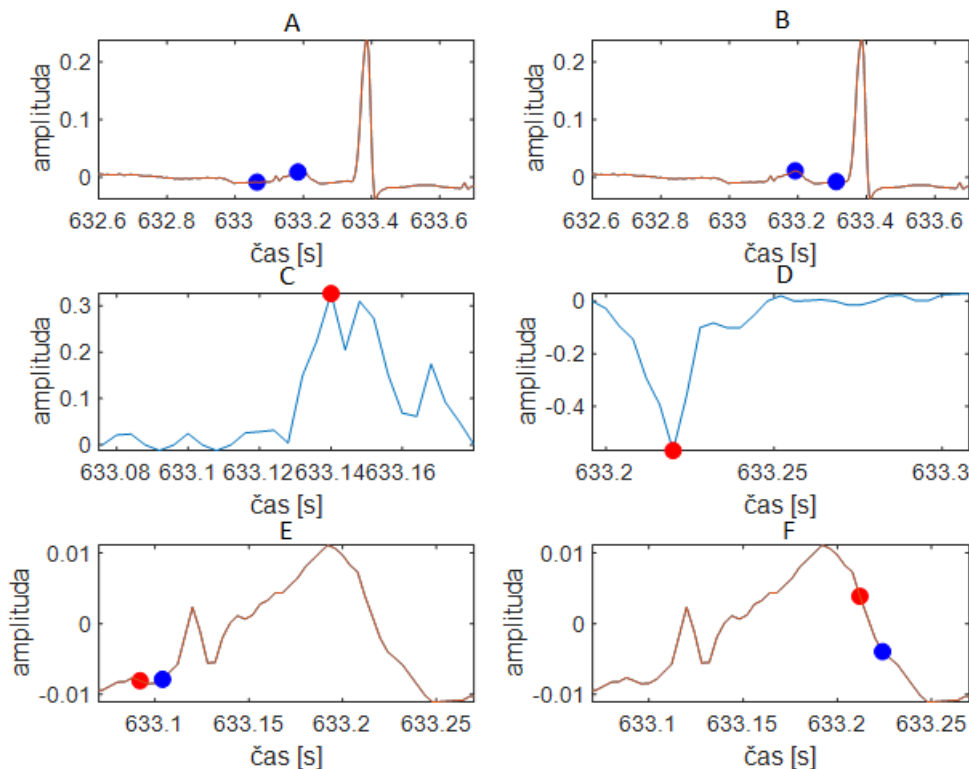
**Obr. 12 Ukázka chybné detekce. Modře jsou znázorněny domnělé detekce R vln, červeně skutečné.**

Aby bylo tomuto jevu zabráněno, je po detekci aplikováno rozhodovací pravidlo. Pokud je T vlna výraznější než R vlna, předchází ji výrazný kmit. Před detekovanou vlnou je stanoveno okno. Pokud minimum v tomto okně překročí daný práh, je detekovaná R vlna přepsána na T vlnu a detekovaná T vlna na P vlnu. T a P vlna je v tomto okamžiku určena správně a R vlna je určena odečtením minima od T vlny. Detekované pozice nyní odpovídají skutečnosti a algoritmus může pokračovat v rozměřování dalších komponent.



### 4.3.1 Detekce začátku a konce P vlny

Po detekci P a T vlny následuje detekce jejich počátečních a koncových bodů. Detekce hranic P vlny probíhá následovně. Kolem P vlny jsou stanovena dvě okna, obě o délce 90 ms. V každém z těchto dvou oken je po aplikaci fázorové transformace provedena derivace prvního řádu. Hodnota konstanty  $R_v$  zůstává stejná jako u detekce její mateřské vlny. Začátku P vlny odpovídá maximální hodnota v daném okně, konci P vlny minimální hodnota. Postup je znázorněn na obrázku 13. V grafu A jsou vyznačeny hranice okna, ve kterém bude začátek P vlny detekován. V okně vyhraněném v grafu B bude detekován konec této vlny. V grafech C a D jsou tato okna v detailu. Je na ně aplikována fázorová transformace a provedena derivace prvního řádu. V grafu C odpovídá požadované detekci maximální hodnota, v grafu D minimální. Ve grafech E a F je červeně zaznačena skutečná pozice počátku respektive konce P vlny a modře pozice, kterou detekoval navržený algoritmus. V obou případech se liší o 10 ms, což je v toleranci podle [18].

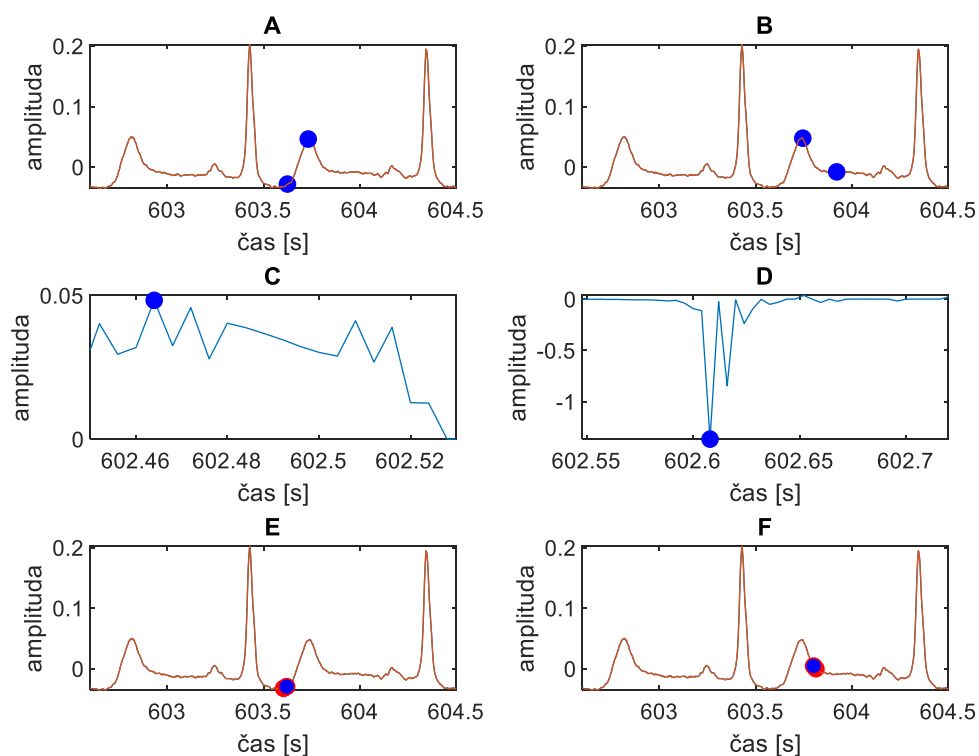


Obr. 13 Ukázka detekce začátku a konce P vlny. V grafech A a B jsou vymezena okna, ve kterých bude detekce probíhat. V grafech C a D jsou tato okna v detailu a je na ně aplikována fázorová transformace a první derivace. V grafu C je hledáno maximum, v grafu D minimum.

**Tyto hodnoty náleží začátku a konci P vlny. V grafech E a F jsou červeně vyznačeny skutečné pozice začátku a konce a modře pozice, detekované algoritmem.**

### **4.3.2 Detekce začátku a konce T vlny**

Detekce T vlny probíhá obdobně jako v minulém případě. Pro detekci začátku této vlny má detekční okno stejnou délku jako u vlny P, a to 90 ms. Okno pro detekci konce T vlny je ale delší než v minulém případě, konkrétně 150 ms. Je to z toho důvodu, že vlna T je obecně mohutnější a delší než vlna P. Vlna T také v některých případech přechází ke svému konci ve vlnu U, která je špatně čitelná a detekovatelná. Tento algoritmus tuto vlnu nedetekuje a předpokládá, že vlna T bude mít regulérní koncový bod. Na obrázku 13 je zobrazen postup. V grafech A a B jsou dány hranice oken, ve kterých je začátek a konec T vlny detekován. V grafech C a D jsou tato okna v detailu. Opět, stejně jako v případě detekce P vlny, je na okna aplikována fázorová transformace a je provedena derivace prvního řádu. Počátku vlny P, který je detekován v grafu C odpovídá vyznačené maximum, konci vlny P v grafu D odpovídá minimum. V grafech E a F je červeně zaznačena skutečná pozice počátku respektive konce P vlny a modře pozice, kterou detekoval navržený algoritmus. Konec vlny T se liší o 12 ms, což je v toleranci podle [18]. Tolerance pro začátek vlny T v [18] není uvedena. Je to z toho důvodu, že začátek vlny T je nevypovídající komponenta. QT interval, který vypovídá o srdečních patologiích, je stanovován od Q vlny po konec T vlny.



**Obr. 14** Ukázka detekce začátku a konce T vlny. V grafech A a B jsou dána okna, ve kterých bude detekce probíhat. V grafech C a D jsou tato okna v detailu a je na ně aplikována fázorová transformace a první derivace. V grafu C je hledáno maximum, v grafu D minimum. Tyto hodnoty náležejí začátku a konci P vlny. V grafech E a F jsou červeně vyznačeny skutečné pozice začátku a konce T vlny, modře jsou vyznačeny pozice detekované algoritmem.

## 5 VÝSLEDKY

Tento algoritmus, zabývající se detekcí EKG signálu s využitím fázorové transformace, byl navržen a realizován v programovacím prostředí MATLAB a testován na QT databázi. Tato databáze obsahuje záznamy signálů ve formátu selxxxx, kde xxxx je označení originálního signálu. Tyto signály obsahují soubory s anotacemi, jejichž srovnáním s detekovanými pozicemi byly ověřovány výsledky.

Každá přítomná komponenta by měla být příhodným způsobem v anotačním souboru zaznamenána. Například P vlna je značena ‚p‘ a podobně. Počátky a konce vln jsou značeny těmito symboly – ‚(‘ označuje počátek a ‚)‘ označuje konec. Anotace některých záznamů však nebyly uzpůsobeny k tomu, aby mohly sloužit jako reference pro ověřování úspěšnosti měření.

Byla proto provedena manuální selekce signálů, na základě které byly z databáze odstraněny signály s nevhodnými anotacemi. U vyřazených signálů v některých případech zcela chybělo značení pro určité komponenty, v jiných případech bylo více komponent, například vlna P a T, značeno stejným znakem, což znemožňuje následné porovnání. Několik signálů také bylo vyřazeno, protože byla porušena časová celistvost a signál jako takový se de facto skládal z více signálů po sobě. V důsledku této nenávaznosti mohla nastat chybná detekce.

V následující tabulce je v % uvedena úspěšnost detekce jednotlivých komponent u jednotlivých signálů. Úspěšnost detekce počátku T vlny není uvedena, protože, jak již bylo zmíněno, znalost její polohy není z medicínského hlediska relevantní.

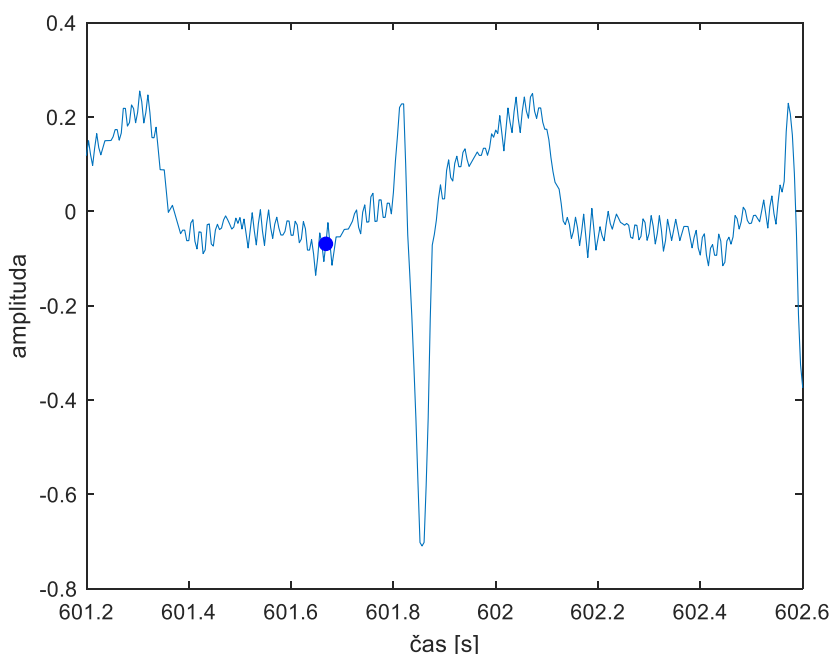
Tab. 1 Úspěšnost detekce pro jednotlivé signály								
Parametr Signál	Začátek P vlny	P vlna	Konec P vlny	Q vlna	R vlna	S vlna	T vlna	Konec T vlny
sel30	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	93,3	90
sel33	93,3	96,6	76,6	96,6	100	96,6	93,3	83,3
sel34	56,6	60	46,6	96,6	100	96,6	93,3	90
sel39	93,3	96,6	86,6	96,6	100	96,6	93,3	86,6
sel40	13,3	13,3	10	83,3	83,3	90	80	53,3
sel42	73,3	76,6	73,3	93,3	93,3	90	93,3	70
sel43	90	96,6	93,3	96,6	100	96,6	63,3	3,3
sel48	16,6	3,3	23,3	83,3	83,3	80	73,3	80
sel51	90	96,6	90	96,6	100	96,6	80	76,6
sel100	83,3	86,6	56,6	96,6	100	96,6	66,6	20
sel301	90	93,3	90	96,6	100	96,6	93,3	80
sel302	66,6	66,6	66,6	93,3	100	93,3	93,3	80
sel307	83,3	90	86,6	93,3	96,6	93,3	86,6	83,3
sel803	83,3	86,6	83,3	93,3	93,3	93,3	93,3	90
sel811	50	53,3	53,3	46,6	50	43,3	40	40
sel820	6,6	23,3	13,3	93,3	93,3	93,3	93,3	90
sel821	83,3	83,3	36,6	93,3	96,6	93,3	23,3	53,3
sel872	56,6	53,3	53,3	93,3	93,3	73,3	76,6	86,6
sel883	10	20	23,3	70	100	100	76,6	93,3
sel15814	3,3	3,3	3,3	86,6	93,3	53,3	96,6	93,3
sel16265	80	90	86,6	93,3	96,6	93,3	33,3	23,3
sel16420	46,6	50	46,6	93,3	93,3	90	93,3	86,6
sel16483	93,3	93,3	93,3	93,3	93,3	90	93,3	90
sel16273	70	66,6	70	96,6	100	96,6	70	70
sel16539	76,6	83,3	76,6	90	93,3	90	80	56,6
sel16786	66,6	70	66,6	73,3	86,6	46,6	73,3	53,3

sel16795	90	90	90	90	93,3	90	86,6	86,6
sel17152	86,6	90	86,6	93,3	93,3	92	96,6	93,3
sel17453	86,6	90	76,6	96,6	100	96,6	93,3	90
sele0104	90	96,6	93,3	96,6	100	96,6	90	63,3
sele0106	93,3	96,6	30	96,6	100	96,6	93,3	66,6
sele0110	73,3	76,6	80	96,6	96,6	10	83,3	76,6
sele0121	70	73,3	73,3	83,3	100	83,3	83,3	80
sele0129	23,3	23,3	23,3	96,6	100	96,6	93,3	90
sele0133	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	93,3	90
sele0170	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	76,6	70
sele0210	90	93,3	90	96,6	100	96,6	93,3	90
sele0211	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	93,3	53,3
sele0303	83,3	90	83,3	96,6	93,3	96,6	93,3	86,6
sele0405	3,3	36,6	53,3	93,3	100	90	93,3	86,6
sele0409	80	66,6	66,6	96,6	100	96,6	93,3	16,6
sele0411	86,6	90	86,6	93,3	96,6	93,3	86,6	83,3
sele0509	0	0	0	96,6	100	96,6	93,3	86,6
sele0606	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	93,3	86,6
sele0607	76,6	73,3	80	96,6	100	96,6	93,3	86,6
sele0609	93,3	96,6	93,3	96,6	100	93,3	93,3	90
sele0612	93,3	96,6	93,3	96,6	100	96,6	93,3	90
Ø	70,2	72,6	67,4	92,2	96,01	89,9	84,4	74,1

## 5.1 Diskuze výsledků

Algoritmus byl testován na 47 záznamech EKG signálu z QT databáze. Detekce byla testerem uznána za úspěšnou, pokud se nacházela v rozsahu tolerance, stanovené v CSE working party [18]. Tyto tolerance jsou následující: Pro vlnu P 10,2 ms, pro konec vlny P 12,7 ms, pro vlnu Q 6,5, pro vlnu S 11 ms., pro konec vlny T 30,6 ms. Největší úspěšnost detekce byla zaznamenána u R vlny a následně u sousedních komponent Q a

S vlny, jejichž detekce se odvíjí od R vlny. U detekce R vlny byla celková úspěšnost 96,01 %. U detekce Q vlny byla celková úspěšnost 92,2 % a u detekce S vlny 89,9 %. Celková úspěšnost detekce vlny P byla 72,6 %, jejího začátku 70,2 % a jejího konce 67,4 %. U mnoha záznamů byla vlna P nedostatečně výrazná a došlo tak k chybné detekci. Na obrázku 15 je zachycen průběh signálu sel820 a modře je zaznačena správná pozice P vlny. Algoritmus tuto vlnu nebyl schopen detekovat, protože byla příliš nevýrazná, v důsledku čehož fázorová transformace tuto vlnu nezvýraznila a její poloha tak nebyla správně určena.

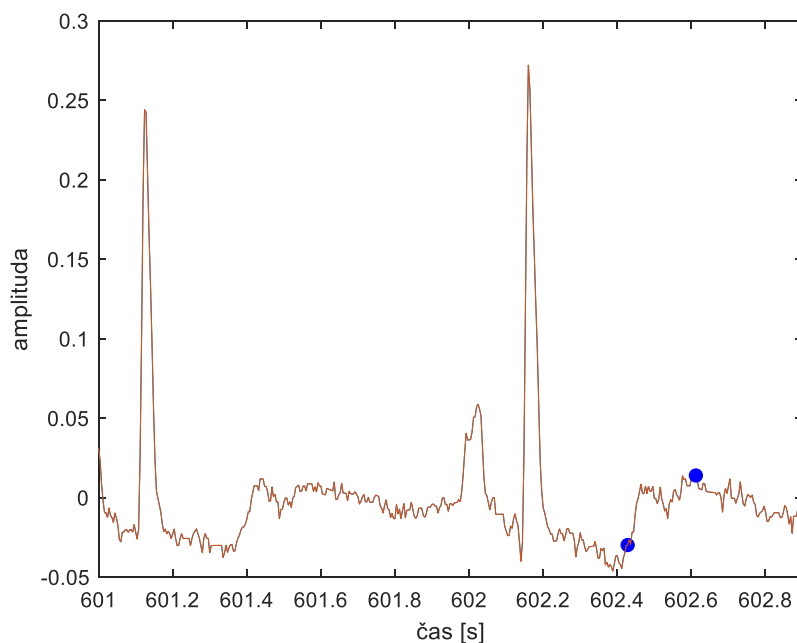


**Obr 15 Ukázka signálu sel820, vyznačena skutečná poloha P vlny, která je pro algoritmus nedetekovatelná.**

Celková úspěšnost detekce vlny T byla 84,4 %, jejího konce 74,1 %. Důvody chybných detekcí byly podobné jako u vlny P. Vlna T byla málo výrazná a algoritmus, který v tomto případě detekuje maximum, vlnu T nezachytil. K tomuto došlo například u signálu sele0170, jak je možno vidět na obrázku 13.

První zaznačená detekce je skutečná poloha T vlny, druhá zaznačená detekce je poloha, kterou algoritmus chybně označil za vlnu T. Dalším důvodem špatné detekce může být

špatně zvolené detekční okno. Pokud by bylo kratší, byla by detekce úspěšnější. Pokud by ale okno bylo zkráceno, došlo by k chybným detekcím T vlny u jiných signálů.



**Obr 16 Ukázka chybné detekce T vlny. První vyznačená pozice na signálu je skutečná poloha T vlny, druhou pozice chybně algoritmus jako T vlnu označil.**

Jedna z výhod této metody je nižší výpočetní náročnost. Například oproti metodě Laguna, Jané, Caminal, která při detekci pracuje s daty z více svodů, u metody fázorové transformace lze požadované informace získat už při analýze dat z jednoho svodu. I v porovnání s vlnkovou metodou je metoda méně výpočetně náročná, není navíc třeba volit vhodnou vlnku. Metoda fázorové transformace se v tomto srovnání jeví univerzálněji. Nevýhodou je, zejména u detekce a rozměření P a T vlny, nižší přesnost.



## Porovnání výsledků

V této kapitole je porovnání celkové úspěšnosti detekce v procentech s těmi, co byly naměřeny v práci [12], která sloužila jako podklad pro tuto práci.

Tab. 2 Porovnání výsledků								
	Začátek P vlny	P vlna	Konec P vlny	Q vlna	R vlna	S vlna	T vlna	Konec T vlny
Tato práce	70,2	72,6	69,4	92,2	96,01	89,9	84,4	74,1
Martínez, Alcaraz, Rieta [10]	98,6	98,6	98,6	99,8	-	99,8	99,2	99,2
Garaffi a spol. [16]	99,4	99,4	99,4	99,9	-	99,9	99,8	99,8
Martínez, Olmos, Laguna, Rocha, Almeida [17]	98,8	99,8	98,7	99,9	-	99,9	99,9	99,9

## 6 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byla nejdříve popsána fyziologie srdečního svalu a poté popsána EKG křivka. Následně byly probrány některé metody automatického rozměření EKG, včetně, pro tuto práci výchozí, metody fázorové transformace [10].

Vytvořený algoritmus v této fázi práce na daný signál aplikuje fázorovou transformaci a poté provede detekci klíčových komponent EKG signálu – R, P a T vlny a jejich hranic. Detekce zejména u P a T vlny nebyla tak úspěšná, jako v případě měření, provedených v jiných pracích [10], [16], [17]. Nepřesnost byla zapříčiněna v některých případech nedostatečnou výrazností těchto komponent, v důsledku čehož je algoritmus nebyl schopen dostatečně zvýraznit. V jiných případech byly chybné detekce způsobeny pro daný signál nevhodnou délkou okna. I přes tyto nedostatky však bylo na těchto signálech dosaženo měření s dostatečnou přesností. Stanovením vhodných podmínek a pravidel pro detekci byly získány uspokojivé výsledky i v případě signálů, které se svými parametry vymykaly standartnímu průběhů v rámci databáze.

Do budoucna by mohlo být dosaženo zlepšení kvality detekce detailnější analýzou jednotlivých oken, ve kterých jsou komponenty detekovány. Předzpracování signálu by mohlo být realizováno jinou metodou, než je mediánová filtrace, která není příliš adaptivní. Pevná délka okna pro všechny signály může způsobit, že některý signál není dostatečně předzpracován a jiný signál je zase předzpracován až do té míry, že je komponenta, kterou je třeba detekovat, zcela vyhlazena.

Celková úspěšnost detekce R vlny byla 96,01 %, Q vlny 92,2 % a S vlny 89,9 %. Celková úspěšnost detekce T vlny byla 84,4 % a jejího konce 74,1 %. Celková úspěšnost detekce P vlny byla 72,6 % a jejího začátku a konce 70,2 % respektive 69,4 %.

Algoritmus realizující tyto detekce se nachází v příloze. Byl testován na QT databázi a na jejím základu upravován.

## Literatura

- [1] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-247-0960-0.
- [2] BERNACIKOVA, Martina. *Fyziologie* Dostupné z: <https://publi.cz/books/49/index.html?secured=false#cover>
- [3] *SmallcogHealth* [online]. [Dostupné z: <http://smallcoghealth.com/structure-of-the-heart/>]
- [4] *Medical Exam Preparation* [online]. Dostupné z: <https://www.medicalexamprep.co.uk/the-basics-of-ecg-interpretation-part-3-waves-segments-intervals>
- [5] BLAHÚT, Peter. *Vlny, kmity, intervaly a segmenty na EKG* [online]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/vlny-kmity-intervaly-segmenty-na-ekg>
- [6] KOHLER, B., C. HENNIG a R. ORLGMEISTER. *The principles of software QRS detection* [online]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/993193>
- [7] LI, Cuiwei, Changfeng TAI a Chongxun ZHENG. *Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms* [online]. [cit. 2018-12-26]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/vlny-kmity-intervaly-segmenty-na-ekg>
- [8] LAGUNA, Pablo, Raimon JANÉ a Pere CAMINAL. *Automatic detection of wave boundaries in multilead ecg signals validation with the CSE database* [online]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.471.6726&rep=rep1&type=pdf>
- [9] KTATA, S., K. OUNI a N. ELLOUZE. *ECG Signal Maxima Detection Using Wavelet Transform* [online]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4078016>
- [10] MARTÍNEZ, A., R. ALCARAZ a J. J. RIETA. *Automatic Electrocardiogram Delineator Based on the Phasor Transform of Single Lead Recordings* [online]. [cit. 2018-12-26]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5738141>

- [11] LAGUNA, Pablo, Raimon JANÉ a Pere CAMINAL. *AUTOMATIC DETECTION OF WAVE BOUNDARIES IN MULTILEAD ECG SIGNALS: VALIDATION WITH THE CSE DATABASE* [online]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.471.6726&rep=rep1&type=pdf>
- [12] ALVARADO, C., J. ARREGUI, J. RAMOS a R. PALLAS-ARENY. *Automatic detection of ECG ventricular activity waves using continuous spline wavelet transform* [online]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/1529605>
- [13] ŠMÍD, Radim. *Úvod do vlnkové transformace* [online]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/19249380-Uvod-do-vlnkove-transformace.html>
- [14] SAHAMBI, J.S., S.N. TANDON a R.K.P. BHATT. *Using Wavelet Transforms for ECG Characterization* [online]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=566158>
- [15] SIFUZZAMAN, M., M.R. ISLAM a M.Z. ALI. *Application of Wavelet Transform and its Advantages Compared to Fourier Transform* [online]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/63f4/22a5095dd2e4e190ce7f589cab75232402f1.pdf>
- [16] GHAFFARI, A., M.R. HOMEIEZDAH, M. AKRAMINIA, M. ATAROD a M. DAEVAEIHA. *A robust wavelet-based multi-lead electrocardiogram delineation algorithm* [online]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19692287>
- [17] MARTINEZ, J.P., R. ALMEIDA, S. OLMOS, A.P. ROCHA a P. LAGUNA. *A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases* [online]. [cit. 2019-01-02]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1275572>
- [18] [online]. [cit. 2019-05-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4076195>

### Seznam příloh

- v příloze je program PT.m, ve kterém je realizován algoritmus
- funkce ECG\_QRS\_tester.m testuje úspěšnost detekce